

1B05/050017



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

REC'D 07 JAN 2005

WIPO

PCT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

IB/05/52017

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

04100135.5

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 04100135.5
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 16.01.04
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH

20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

Computertomograph und Strahlendetektor zur Detektion von in einem Objekt
elastisch gestreuten Strahlen

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

A61B6/00

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Computertomograph und Strahlendetektor zur Detektion von in einem Objekt elastisch gestreuten Strahlen.

Die Erfindung bezieht sich auf einen Computertomograph und einen Strahlendetektor
5 zur Detektion von elastisch gestreuten Strahlen. Solche Geräte werden beispielsweise als Röntengeräte in der Medizin und zur Gepäckuntersuchung bei der Sicherheitskontrolle an Flughäfen eingesetzt. Eine wesentliche Eigenschaft ist, dass anhand der detektierten gestreuten Strahlen Rückschlüsse auf das Material gezogen werden können, durch welches die Strahlen gestreut wurden.

10

Aus der EP1127546 ist ein Computertomograph bekannt, bei dem eine Röntgenquelle ein fächerförmiges Bündel von Röntgenstrahlen erzeugt, das ein Objekt durchstrahlt und von einem Röntgendetektor detektiert wird. Der Röntgendetektor detektiert mit einem Teil seiner Messfläche Primär- und mit einem anderen Teil Streustrahlung.

15 Zwischen dem Objekt und dem Röntgendetektor befindet sich eine Kollimator-Anordnung mit einer Vielzahl von Lamellen, die in Ebenen liegen, die den Strahlenfächer in eine Anzahl von Abschnitten unterteilt, sodass die in einer zur Rotationsachse parallelen Spalte befindlichen Detektorelemente nur von Strahlung aus dem gleichen Abschnitt getroffen werden. Weiterhin sind Detektoren bekannt, mit
20 denen zusätzlich die Energie der detektierten gestreuten Röntgenstrahlen gemessen werden kann, die die Verwendung von Röntgenquellen erlauben, die polychromatische Röntgenstrahlen erzeugen.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, Computertomographen und
25 Strahlungsdetektoren zur Detektion von elastisch gestreuten Strahlen zu verbessern.

Diese Aufgabe wird gemäß Anspruch 1 gelöst mit einem Computertomographen zur Detektion von in einem Objekt elastisch gestreuten Strahlen, wobei sich das Objekt in einem Untersuchungsbereich befindet und die Streustrahlen in unterschiedlichen
30 Streuwinkeln gestreut werden, mit

- einer Strahlenquelle zur Durchstrahlung des Untersuchungsbereichs mit Primärstrahlung,
 - einem Detektor mit Detektorelementen, die außerhalb des von Primärstrahlung durchstrahlten Bereichs liegen und deren effektive Abmessungen sich in Richtung
- 5 kleiner werdender Streuwinkel verringern.

Der Begriff „Computertomograph“ ist nicht nur wie im allgemeinen Gebrauch zu verstehen, sondern es sind hier sämtliche Geräte gemeint, mit denen Schnittbilder bzw. Schichtbilder von Objekten aus Projektionen unterschiedlicher Winkel erzeugt werden

10 können. Dazu gehören beispielsweise auch C-Bogen Röntgengeräte, mit denen Aufnahmen aus unterschiedlichen Winkeln von einem Objekt akquiriert werden, aus denen mit bekannten CT-ähnlichen Rekonstruktionsverfahren ein Schichtbild rekonstruiert wird.

- 15 Unter Primärstrahlung wird allgemein eine Strahlung verstanden, die von der Strahlungsquelle ausgehend den Untersuchungsbereich durchstrahlt, beispielsweise in Form eines dünnen linienförmigen oder eines flachen fächerartigen Strahls, und dabei gegebenenfalls von einem in dem Untersuchungsbereich befindlichen Objekt geschwächt wird, aber ihre Richtung nicht verändert. Als Strahlung kommt
- 20 beispielsweise Röntgenstrahlung in Betracht, aber auch Strahlung von Isotopen wie Gammastrahlung. Bei der Durchdringung des Objekts können durch bekannte Wechselwirkung mit dem Material des Objektes die Strahlen gestreut werden, dass heißt, sie ändern Ihre Richtung und verlassen das Objekt und den Untersuchungsbereich in einer anderen Richtung, als sie bei dem Eintritt in den Untersuchungsbereich hatten.
- 25 Geschieht die Richtungsänderung ohne Energieverlust, so handelt es sich um eine elastische Streuung. Diese Strahlung mit geänderter Richtung bildet die Streustrahlung. Der Winkel zwischen der geradlinig verlaufenden und der geänderten Richtung der Strahlen und der Streustrahlen bildet den Streuwinkel. Die Verteilung der Streustrahlen über verschiedene Streuwinkel hängt von dem Material ab, das die Streuung verursacht
- 30 hat, sowie von der Energie der Strahlen. Die Streustrahlen treffen auf die Detektorelemente eines Detektors und werden von diesen detektiert.

Eine die Streustrahlung charakterisierende Größe ist bekanntermaßen der sogenannte Impulsübertrag x (engl.: momentum transfer):

5 Gleichung (1): $x = \frac{E}{h \cdot c} \cdot \sin\left(\frac{\Phi}{2}\right)$

wobei c die Lichtgeschwindigkeit, h das Planck'sche Wirkungsquantum, E die Energie der Strahlen und Φ der Streuwinkel bedeutet. Für kleine Streuwinkel gilt $\sin(\Phi) \approx \Phi$, sodass die Genauigkeit, mit der der Impulsübertrag gemessen wird,

- 10 proportional zu den Genauigkeiten der beiden Einflussgrößen E und Φ ist. Allgemein ergibt sich aus dem Verhältnis der maximal messbaren Genauigkeit Δz einer Größe bei einem absoluten Wert z der Größe deren Auflösung. Für die Auflösung $\Delta x/x$ des Impulsübertrags gilt bei kleinen Streuwinkeln Φ :

15 Gleichung (2): $\frac{\Delta x}{x} = \sqrt{\left(\frac{\Delta E}{E}\right)^2 + \left(\frac{\Delta \Phi}{\Phi}\right)^2}$

wobei ΔE die Genauigkeit der Energiebestimmung und $\Delta \Phi$ die Genauigkeit der Bestimmung des Streuwinkels bedeutet.

- 20 Es sind Computertomographen bekannt, die eine monochromatische Strahlungsquelle nutzen, sodass sich die Energieauflösung $\Delta E/E$ durch die tatsächliche Bandbreite der Energie der emittierten Strahlen ergibt. Es sind weiterhin Computertomographen bekannt, die eine polychromatische Strahlungsquelle und einen energieauflösenden Detektor nutzen, der dann die Energieauflösung bestimmt. Bei gegebener Auflösung
- 25 der Energie kann die Auflösung des Impulsübertrags dadurch in einer ähnlichen Größenordnung erhalten werden, indem die Auflösung des Streuwinkels $\Delta \Phi/\Phi$ nicht deutlich schlechter ist als die Auflösung der Energie.

Die Auflösung des Streuwinkels wird durch mehrere Einflüsse bestimmt.

Beispielsweise hat die Primärstrahlung eine endliche Dicke senkrecht zu ihrer Ausbreitungsrichtung, sodass von einem Detektorelement Streustrahlung mit dem gleichen Streuwinkel, aber ausgehend von unterschiedlichen Orten der Streuung

- 5 detektiert wird. Einen wichtigen Einfluss auf die Auflösung des Streuwinkels hat die Größe der Detektorelemente. Es sind Detektorelemente bekannt, die aus technischen Gründen nur mit einem Teil Ihrer Fläche Strahlung detektieren können, dem sogenannten sensitiven Bereich. In diesem Fall hat nicht die Größe des Detektorelements, sondern die Größe des sensitiven Bereichs Einfluss auf die
- 10 Auflösung des Streuwinkels. Allerdings sind für die Auflösung des Streuwinkels nur diejenigen Abmessungen entscheidend, die sich in der Richtung erstrecken, in der sich die Streuwinkel verändern können, das heißt in Richtung kleiner oder größer werdender Streuwinkel. Veränderungen in den Abmessungen senkrecht zu diesen beeinflussen lediglich die Menge an detektierbaren Streustrahlen mit gleichen Streuwinkeln.

15

Unter einer effektiver Abmessung ist daher diejenige Abmessung des sensitiven Bereichs eines Detektorelements zu verstehen, die sich in Richtung von Streuwinkel-Veränderungen erstreckt. Bildet der sensitive Bereich eines Detektorelements beispielsweise eine rechteckige Fläche und erstreckt sich eine Seite der Fläche in

- 20 Richtung von Streuwinkelveränderungen, so entspricht die Länge dieser Seite der effektiven Abmessung des Detektorelements. Diese Betrachtungen gelten insbesondere für eine kleine Genauigkeit $\Delta\Phi$ des Streuwinkels, da dann die Änderung des Streuwinkels als rechtwinklig zu der Richtung der Streustrahlung angenommen werden kann.

25

Um die Auflösung des Impulsübertrags über den gesamten Detektor konstant oder kleiner als einen Maximalwert zu halten, müssen die effektiven Abmessungen der Detektorelemente unterhalb eines Wertes liegen, der vom Streuwinkel abhängig ist und der sich gemäß oben gemachter Ausführungen in Richtung kleiner werdender

- 30 Streuwinkel verkleinert. Dies wird dadurch erreicht, dass sich die effektiven Abmessungen der Detektorelemente in Richtung kleiner werdenden Streuwinkel

verringern. Je nach geforderter Auflösung muss diese Bedingung nicht für alle Detektorelemente gelten, sondern beispielsweise nur für diejenigen Detektorelemente, die Streustrahlen mit kleinen Streuwinkeln detektieren. Die effektiven Abmessungen von Detektorelementen, die Streustrahlen mit größeren Streuwinkeln detektieren, können beispielsweise gleich sein. Mit ihnen wird dann eine bessere Auflösung als die geforderte realisiert.

Der Detektor kann neben diesen Detektorelementen auch weitere Detektorelemente enthalten, wie beispielsweise Detektorelemente, die die Primärstrahlung detektieren. Es ist auch möglich, dass der Computertomograph weitere Detektoren enthält, beispielsweise einen ersten Detektor zur Detektion der Primärstrahlung und einen zweiten Detektor zur Detektion der Streustrahlung.

Besteht ein Detektor aus Detektorelementen mit gleicher Größe bzw. aus Detektorelementen, die alle einen gleichgroßen sensitiven Bereich haben, so ist oft eine minimale Auflösung bei den Detektorelementen, die Streustrahlen mit kleinen Streuwinkeln detektieren, nicht gewährleistet. Mit der Weiterbildung der Erfindung nach Anspruch 2 ist es jedoch möglich, die geforderte Auflösung auch bei Detektoren zu erreichen, deren Detektorelemente zu große effektive Abmessungen haben. Dies wird erreicht, indem die Absorptionselemente durch Abdeckung jeweils eines Teil eines Detektorelements deren effektive Abmessungen verringern. So kann beispielsweise die Auflösung bestehender Detektoren verbessert werden. Je nach Größe der Detektorelemente müssen nicht alle Detektorelemente des Detektors abgedeckt werden, sondern nur diejenigen, die Streustrahlen mit kleinen Streuwinkeln detektieren.

Die Weiterbildung nach Anspruch 3 erlaubt den Einsatz einer Strahlenquelle, die polychromatische Strahlung erzeugt, d.h. Strahlung mit unterschiedlichen Energien. Bei Röntgenstrahlung beispielsweise ist eine solche Strahlenquelle preiswerter und deutlich leistungsfähiger als eine monochromatische Quelle. Da die Auflösung des Streuwinkels auch von der Energie der Strahlung abhängt, muss gleichzeitig ein energieauflösender Detektor eingesetzt werden, dessen höhere Kosten aber durch den Vorteil der höheren

Leistung der Strahlungsquelle aufgehoben werden.

Die Weiterbildung nach Anspruch 4 optimiert den Einsatz einer Strahlenquelle, die Strahlen in Form eines flachen Fächers erzeugt. An dieser Stelle sei auf oben genannte
5 Schrift EP1127546 verwiesen, in der der Einsatz und die Wirkung der Lamellen detailliert beschrieben ist. Eine andere Weiterbildung nach Anspruch 5 entspricht dem Anspruch 3 der EP1127546, auf die für weitere Erläuterungen erneut verwiesen wird. Durch diese Weiterbildung können mit dem Computertomographen in einem ersten Betriebsmodus Streustrahlen detektiert werden und in einem zweiten Betriebsmodus
10 unter Ausnutzung des gesamten Detektors herkömmliche Computertomographie-Bilder akquiriert werden.

Weiterhin wird die Aufgabe gelöst durch einen Detektor zur Bestimmung von elastisch gestreuten Strahlen, der mindestens eine Spalte mit mehreren energieauflösenden
15 Detektorelementen aufweist, wobei der Abstand ihrer Mittelpunkte (engl.: pitch) und ihre Abmessungen in Richtung der Spalte bis zu einem Maximalwert zunehmen. Neben diesen Detektorelementen kann der Detektor auch weitere Detektorelemente enthalten.

Sowohl bei dem erfindungsgemäßen Computertomographen als auch bei dem
20 erfindungsgemäßen Detektor ist unter dem Begriff Detektorelement auch ein Detektorelement zu verstehen, welches aus mehreren benachbarten Unterelementen besteht, die vorzugsweise gleich groß sind. Der aktive Bereich eines solchen Detektorelements wird dann durch die Gesamtheit der aktiven Bereiche aller Unterelemente gebildet. Die Anpassung der effektiven Abmessungen an die oben
25 genannten Erfordernisse kann dann zumindest näherungsweise durch die Anzahl an Unterelementen pro Detektorelement erfolgen.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen:

30 Fig. 1 einen erfindungsgemäßen Computertomographen in schematischer Darstellung,

- Fig. 1a eine Kollimator-Anordnung,
- Fig. 2 die geometrischen Gegebenheiten mit einem ersten Detektor,
- Fig. 3 die geometrischen Gegebenheiten mit einem zweiten Detektor,
- Fig. 4 die Dimensionierung eines ersten Detektors,
- 5 Fig. 5 die Dimensionierung eines zweiten Detektors,
- Fig. 6 die Dimensionierung eines dritten Detektors.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2
 10 angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Das zur Untersuchung benutzte Strahlenbündel wird von einer ersten Blendenanordnung 31 und/oder einer zweiten Blendenanordnung 32 bestimmt. Wenn die erste Blendenanordnung 31 wirksam ist, ergibt sich der mit ausgezogenen Linien dargestellte Strahlenfächer, der senkrecht zu der zur z-Richtung parallelen
 15 Rotationsachse 14 verläuft und der in z-Richtung Richtung möglichst geringe Abmessungen (z.B. <1mm) hat. Ist hingegen nur die zweite Blendenvorrichtung 32 im Strahlengang wirksam, dann ergibt sich der mit gestrichelten Linien angedeutete Strahlenkegel 42, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene die gleiche Form hat, wie der Strahlenfächer 41, der aber in Richtung der Rotationsachse 14
 20 wesentlich größere Abmessungen hat.

Das Strahlenbündel 41 bzw. 42 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich z.B. ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht näher dargestellt) oder aber auch ein technisches
 25 Objekt befinden kann. Nach dem Durchdringen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Strahlenbündel 41 bzw. 42 auf eine an der Gantry 1 befestigte zweidimensionale Detektor-Anordnung 16, die eine Vielzahl von matrixförmig angeordneten Detektorelementen umfasst. Die Detektorelemente sind in Zeilen und Spalten angeordnet, wobei sich die Spalten in z-Richtung, also parallel zur Rotationsachse
 30 erstrecken. Die Detektorzeilen können sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen befinden, beispielsweise auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S. Die

Detektorzeilen enthalten in der Regel wesentlich mehr Detektorelemente (z.B. 1000) als die Detektorspalten (z.B. 16).

Wenn das zu untersuchende Objekt kein Patient ist, kann alternativ das Objekt bei einer
5 Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektor-
Anordnung 15 still stehen. Das Objekt kann mittels eines Motors auch parallel zur
Rotationsachse 14 verschoben werden. Wenn die Motoren 5 und 2 gleichzeitig laufen,
ergibt sich eine helixförmige Abtastbewegung der Strahlenquelle S und der Detektor-
Anordnung 16.

10

In Fig. 1 sind die Strahlenbündel 41 und 42, der Untersuchungsbereich 13 und die
Detektor-Anordnung 16 aneinander angepasst. In einer zur Rotationsachse senkrechten
Ebene 14 sind die Abmessungen dieses Strahlenfächers 41 bzw. des Strahlenkonus 42
so gewählt, dass der Untersuchungsbereich 13 vollständig durchstrahlt wird, und die
15 Länge der Zeilen der Detektor-Anordnung ist gerade so bemessen, dass die
Strahlenbündel 41 bzw. 42 vollständig erfasst werden können. Der Strahlenkonus 42 ist
entsprechend der Länge der Detektorspalten gewählt, so dass der Strahlenkonus
vollständig von der Detektor-Anordnung 16 erfasst werden kann. Wenn lediglich der
Strahlenfächer 41 den Untersuchungsbereich durchstrahlt, trifft er auf die mittlere(n)
20 Detektorzeile(n).

In Fig. 2 ist ein Teil der Anordnung aus Fig. 1 aus einer anderen Perspektive dargestellt.
Zur Orientierung wird auf die angegebenen Koordinatensysteme in den Figuren
verwiesen. Der Computertomograph aus Fig. 1 wird in einem ersten Betriebsmodus
25 betrieben. Dazu befindet sich sowohl die erste Blendenanordnung 31 als auch die
zweite Blendenanordnung 32 in dem Strahlengang zwischen der Strahlenquelle S und
dem Objekt 13, sodass das fächerförmige Strahlenbündel 41 erzeugt wird. Idealerweise
hat der Strahlenfächer 41 aus keine Ausdehnung in z-Richtung, sodass dieser Fig. 2
lediglich als Linie CF dargestellt ist. Ferner ist hier nicht der gesamte Detektor 16,
30 sondern nur ein Stück einer Detektorspalte DET dargestellt. Die Detektorelemente des
Spaltenstücks DET detektieren Streustrahlung. Es wird angenommen, dass an dem

- Schnittpunkt der Rotationsachse 14 und dem Strahlenfächer Röntgenstrahlen unter dem Streuwinkel Φ_1 gestreut werden. Diese Streustrahlen treffen auf ein Detektorelement EL1, welches im Abstand a_1 vom Strahlenfächer und im Abstand d vom Ort der Streuung entfernt ist. Da das Detektorelement eine Ausdehnung in z-Richtung hat, nämlich die Höhe p_n , können von EL1 auch Streustrahlen mit etwas größeren und kleineren Streuwinkeln detektiert werden. Dieser Winkelbereich ist in Gleichung (2) mit $\Delta\Phi$ bezeichnet. Es wird angenommen, dass der sensitive Bereich des Detektorelements sich über die gesamte Höhe p_n erstreckt.
- 10 Analog gilt dies für ein Detektorelement EL2, das im Abstand a_2 vom Strahlenfächer entfernt ist. Daraus ergibt sich allgemein für ein beliebiges Detektorelement n die geometrische Beziehung:

$$\text{Gleichung (3): } \Phi_n = \tan^{-1}\left(\frac{a_n}{d}\right)$$

15

- Der für Aussagen bezüglich des Materials relevante Teil der elastischen Streuung findet zumindest bei Röntgenstrahlen nur innerhalb eines kleinen Winkelbereichs statt, beispielsweise zwischen 1° und 15° bei Verwendung von der Röntgenstrahlen mit einer Energie zwischen 20 und 200 keV. Zur besseren Verdeutlichung der nachfolgenden Ausführungen sind die Figuren nicht maßstabsgerecht gezeichnet. Für kleine Winkel entspricht der Tangens eines Winkels ungefähr dem Winkel selbst, sodass gilt
- 20

$$\text{Gleichung (4): } \Phi_n \approx \left(\frac{a_n}{d}\right)$$

- 25 Für einen konstanten Abstand d und kleine Winkel Φ_n ergibt sich dann:

$$\text{Gleichung (5): } \frac{\Delta\Phi_n}{\Phi_n} \approx \frac{\Delta a_n}{a_n}$$

- Das heißt, je näher sich ein Detektorelement am Strahlenfächer befindet, desto kleiner muss die Genauigkeit $\Delta\alpha$ bzw. desto geringer darf die Ausdehnung des Detektorelements in z-Richtung sein. Die effektiven Ausmaße des Detektorelements sind hier demnach die Höhe p_n . Der Abstand der Mitten zweier benachbarter Detektorelemente g ergibt sich aus der Summe der beiden halben Höhen:

$$\text{Gleichung (6): } g = a_{n+1} - a_n = \frac{p_n}{2} + \frac{p_{n+1}}{2}$$

- 10 Der Quotient des Abstandes a_n eines Detektorelements zum Strahlenfächer und die entsprechende Höhe p_n definiert das Verhältnis r :

$$\text{Gleichung (7): } r = \frac{p_n}{a_n}$$

- 15 Für eine konstante Auflösung des Streuwinkels muss dieses Verhältnis konstant sein, dass heißt, es muss für alle Detektorelemente gleich sein. Damit kann der mittlere Abstand der Detektorelemente rekursiv bestimmt werden:

$$\text{Gleichung (8): } a_{n+1} = a_n \left(\frac{1 + \frac{r}{2}}{1 - \frac{r}{2}} \right)$$

20

Somit reicht es aus, den mittleren Abstand des ersten Detektorelements vom Strahlenfächer festzulegen. Dann können rekursiv die restlichen mittleren Abstände oder auch, wenn Gleichung 7 nach a_n aufgelöst und in Gleichung 8 entsprechend a_n und a_{n+1} ersetzt, die restlichen Höhen der Detektorelemente berechnet werden.

25

Fig. 4 zeigt beispielhaft die Dimensionierung eines solchen Detektors. Das unterste

Detektorelement ist 20mm vom Strahlenfächer entfernt. Der Abstand d beträgt 600mm. Es soll eine Auflösung von 5% erreicht werden, sodass $r=0,05$ ist. g_n bezeichnet den Abstand der Mittelpunkte zweier benachbarter Detektorelemente, den sogenannten Pitch.

5

Es kann vorkommen, dass die sensitiven Bereiche der Detektorelemente in z-Richtung nicht unmittelbar aneinander grenzen, sondern dass sich aus technischen Gründen zwischen zwei benachbarten Detektorelementen ein nicht-sensitiver Bereich befindet, der in z-Richtung jeweils eine Ausdehnung s hat. Dann ergibt sich Gleichung (8) zu:

10

$$\text{Gleichung (9): } a_{n+1} = \frac{a_n \left(1 + \frac{r}{2}\right) + s}{1 - \frac{r}{2}}$$

Fig. 6 zeigt beispielhaft die Dimensionierung eines solchen Detektors. Das unterste Detektorelement ist 25mm vom Strahlenfächer entfernt. Der Abstand d beträgt 1000mm. Es soll eine Auflösung von 4% erreicht werden, sodass $r=0,04$ ist. g_n bezeichnet auch hier den Abstand der Mittelpunkte zweier benachbarter Detektorelemente.

15

Ähnlich wie in EP1127546 befindet sich zwischen dem Untersuchungsbereich 13 und der Detektor-Anordnung 16 eine in Fig. 1a dargestellte Kollimator-Anordnung 6, die eine Vielzahl ebener Lamellen 60 umfasst. Die Lamellen 60 bestehen aus einem die Röntgenstrahlung stark absorbierenden Material und liegen in Ebenen, die parallel zur Rotationsachse 14 verlaufen und sich im Fokus der Strahlenquelle S schneiden. Durch die Kollimator-Anordnung 6 wird also der Strahlenfächer 41 in eine Anzahl von einander benachbarten Abschnitten unterteilt, so dass eine Spalte von Detektorelementen im wesentlichen nur von Primär- bzw. Streustrahlung aus einem Abschnitt getroffen werden kann.

20

25

Bei den oben gemachten Erläuterungen zu Fig. 2 wurde nur ein einziger Ort der Streuung betrachtet. Tatsächlich aber werden die Röntgenstrahlen entlang von CF im gesamten Objekt 13 gestreut, sodass jedes der Detektorelemente viele Streustrahlen mit verschiedenen Streuwinkel detektiert. Um diese dennoch getrennt auswerten zu können, wird ein Datensatz akquiriert, der aus mehreren Projektionen besteht. Für jede Projektion wird das Objekt relativ zur Strahlenquelle und Detektor um einen kleinen Winkel gedreht und die Streustrahlen erneut detektiert. Die von dem Detektor 16 auf der rotierenden Gantry 1 aus Fig. 1 akquirierten Messdaten werden dann einer Bildverarbeitungseinheit 10 zugeführt, die sich in der Regel an einem festen Punkt im Raum befindet und mit der Detektoreinheit über einen kontaktlos arbeitenden, nicht näher dargestellten Datenschleifring verbunden ist.

Die Bildverarbeitungseinheit 10 kann verschiedene Bildverarbeitungsoperationen durchführen. Beispielfhaft seien zwei Rekonstruktionsalgorithmen erwähnt, die insbesondere zur Auswertung von oben erwähntem Datensatz geeignet sind. Ein erster Algorithmus ist aus der noch nicht veröffentlichten deutschen Patentanmeldung mit dem amtlichen Aktenzeichen DE10252662.1 (Aktenzeichen des Anmelders PHDE020257) bekannt, ein zweiter aus der noch nicht veröffentlichten europäischen Patentanmeldung mit dem amtlichen Aktenzeichen EP03103789.8 (Aktenzeichen des Anmelders PHDE030349). Da die Algorithmen in beiden Dokumenten ausführlich erläutert sind, wird an dieser Stelle auf eine Beschreibung verzichtet und stattdessen ausdrücklich auf diese Dokumente verwiesen.

Alternativ zu dem Detektor aus Fig. 2 kann auch in dem Computertomographen aus Fig. 1 auch ein Detektor enthalten sein, wie er in Fig. 3 dargestellt ist. Bei diesem Detektor DET haben die Detektorelemente EL alle den gleichen Abstand PIT zueinander. Sie haben weiterhin alle die gleiche Höhe und somit die gleichen effektiven Ausmaße. Für die unteren Detektorelemente, die nahe des in Fig. 3 nicht dargestellten Strahlenfächers liegen, ist die geforderte Auflösung nicht erfüllt, da die Höhe zu groß ist. Um die effektiven Ausmaße zu verringern, sind vor diesen Detektorelementen Röntgenstrahlen absorbierende Absorptionselemente GD angebracht, die so

dimensioniert bzw. bemessen sind, dass die Höhen der Detektorelemente auf Werte gemäß oben durchgeführter Überlegungen reduziert werden. Für die oberen Detektorelemente ist kein Absorptionselement notwendig, da das Verhältnis r und damit die Auflösung kleiner als gefordert ist. Die Absorptionselemente können auch als
5 ein einziges Bauteil ausgeführt sein, welches dann als Absorptionsmaske vor dem Detektor angebracht wird. Die rechte Hälfte zeigt den Detektor 90° um die z-Achse gedreht, wo erkennbar ist, dass hier die Absorptionselemente streifenförmig sind.

Fig. 5 zeigt beispielhaft die Dimensionierung eines solchen Detektors. Der mittlere
10 Abstand der Detektorelemente voneinander ist konstant und beträgt 2,5mm. Die Zeile mit dem untersten Detektorelement ist 30mm vom Strahlenfächer entfernt. Der Abstand d beträgt 1000mm. Es soll eine Auflösung von 4% erreicht werden, sodass $r=0,04$ ist. Bei den oberen Detektorelementen ist zu erkennen, dass kein Absorptionselement mehr erforderlich ist, da r kleiner als 4% ist.

15 Der Computertomograph aus Fig. 1 kann auch in einem zweiten Betriebsmodus betrieben werden. Dann wird lediglich die Schwächung der Primärstrahlung im Untersuchungsbereich rekonstruiert. Dazu wird die erste Blendenanordnung 31 aus dem Strahlengang gefahren wird, so dass nur noch die zweite Blendenanordnung 32
20 wirksam ist, die einen Strahlenkonus 42 erzeugt. Außerdem wird der nicht dargestellte Kollimator aus dem Bereich zwischen der Detektor-Anordnung 16 und dem Untersuchungsbereich 13 entfernt. Je nach Ausführung des Detektors und Größe der Absorptionselemente können diese auch entfernt werden. Bei der danach beginnenden Akquisition der Meßdaten rotiert die Gantry um die Rotationsachse, wobei sämtliche
25 Detektorelemente von Primärstrahlung getroffen werden können. In der anschließenden Rekonstruktionsschritt wird die Schwächung in einer Scheibe des Untersuchungsbereichs rekonstruiert. Ein geeignetes Rekonstruktionsverfahren ist in der deutschen Patentanmeldung DE198451334 (Aktenzeichen des Anmelders PHD 98-123) beschrieben.

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomograph zur Detektion von in einem Objekt elastisch gestreuten Strahlen, wobei sich das Objekt in einem Untersuchungsbereich befindet und die Streustrahlen in unterschiedlichen Streuwinkeln gestreut werden, mit
 - einer Strahlenquelle zur Durchstrahlung des Untersuchungsbereichs mit
 - 5 Primärstrahlung,
 - einem Detektor mit Detektorelementen, die außerhalb des von Primärstrahlung durchstrahlten Bereichs liegen und deren effektive Abmessungen sich in Richtung kleiner werdender Streuwinkel verringern.
- 10 2. Computertomograph nach Anspruch 1 mit Absorptionselementen, die jeweils einen Teil eines Detektorelements derart abdecken, dass sich der von dem jeweiligen Detektorelement detektierbaren Bereiche der Streuwinkel verringert.
3. Computertomograph nach Anspruch 1 mit einer polychromatischen Strahlenquelle
- 15 und mit einem Detektor mit energieauflösenden Detektorelementen.
4. Computertomograph nach Anspruch 1 mit einer Strahlenquelle zur Erzeugung eines Fächerstrahls und mit zwischen dem Detektor und dem Objekt angeordneten Absorptions-Lamellen, die in zur Rotationsachse parallel verlaufenden Ebenen liegen
- 20 und die den Strahlenfächer in Abschnitte unterteilen, sodass die in einer zur Rotationsachse parallelen Spalte befindlichen Detektorelemente im wesentlichen nur von Primär- bzw. Streustrahlung aus ein und demselben Abschnitt getroffen werden.

5. Computertomograph nach Anspruch 1

- mit einer Strahlenquelle zur Erzeugung der Primärstrahlung wahlweise in Form eines flachen Fächerstrahls oder eines konusförmigen Strahls,
- 5 - mit einem zweidimensionalen Detektor,
- mit einem ersten Betriebsmodus, in dem ein Teil der Detektorelemente die Streustrahlung erfasst, die durch den flachen Fächerstrahl erzeugt wird und mit einem zweiten Betriebsmodus, in dem die Detektorelemente die Primärstrahlung erfassen, die in dem konusförmigen Strahl erzeugt werden.

10

6. Detektor zur Bestimmung von elastisch gestreuten Strahlen, der mindestens eine Spalte mit mehreren energiewerkzeugen Detektorelementen aufweist, wobei der Abstand ihrer Mittelpunkte (engl.: pitch) und ihre Abmessungen in Richtung der Spalte bis zu einem Maximalwert zunehmen.

15

7. Detektor nach Anspruch 6, bei dem sich der Abstand der Mittelpunkte (pitch) zweier benachbarter Detektorelemente g berechnet mit $g = a_{n+1} - a_n$ und es gilt:

$$a_{n+1} = \frac{a_n \left(1 + \frac{r}{2}\right) + s}{1 - \frac{r}{2}}, \text{ wobei } r \text{ ein konstanter Faktor, der der Auflösung des Streuwinkels}$$

entspricht und s der Abstand in Richtung der Spalte zwischen zwei sensitiven Bereichen von jeweils benachbarten Detektorelementen ist.

20

8. Detektor nach Anspruch 6 mit $p_n = a_n \cdot r$.

9. Detektor nach Anspruch 6 mit wenigstens einem Detektorelement, welches aus mehreren benachbarten Unterelementen besteht.

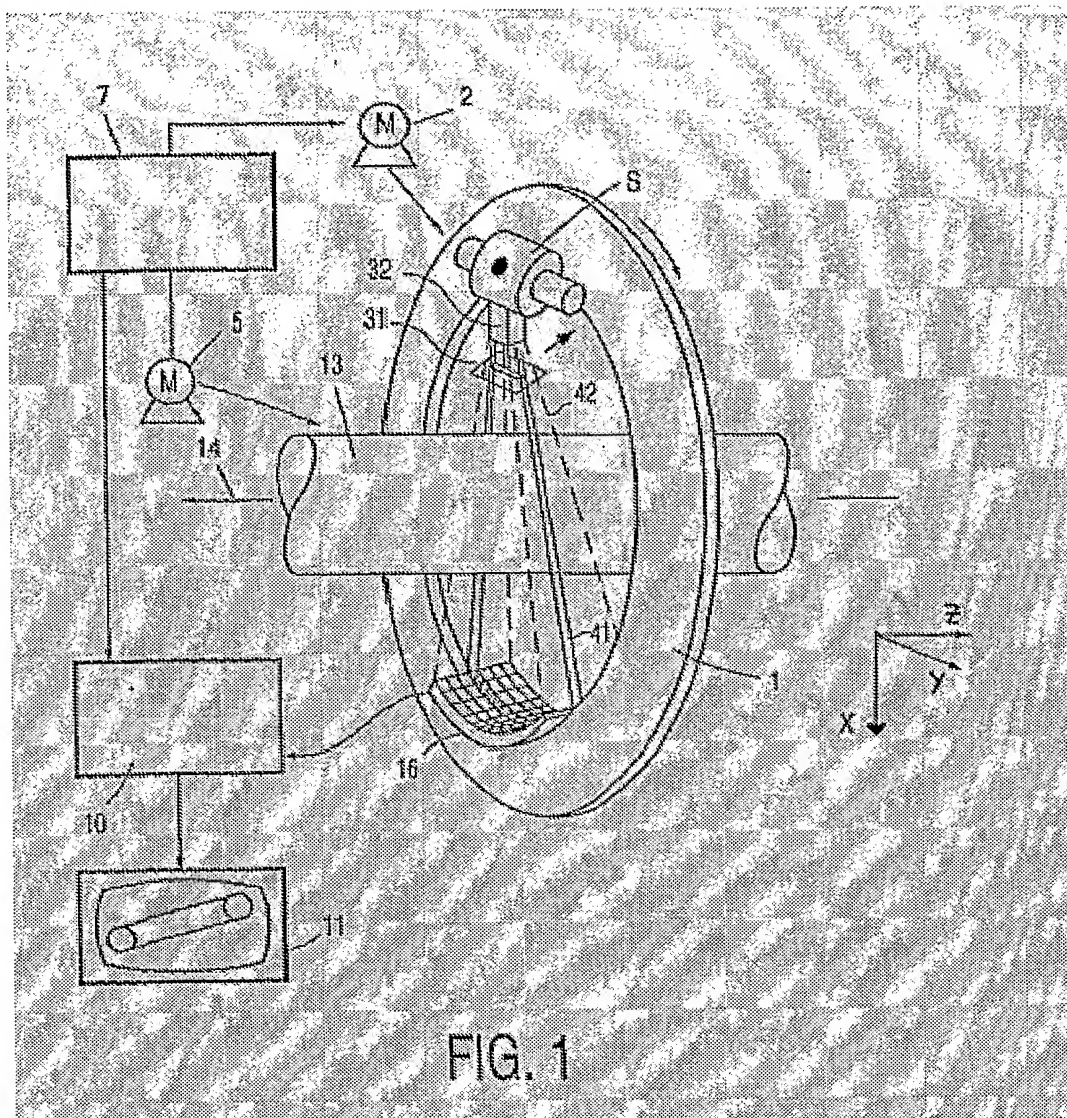
25

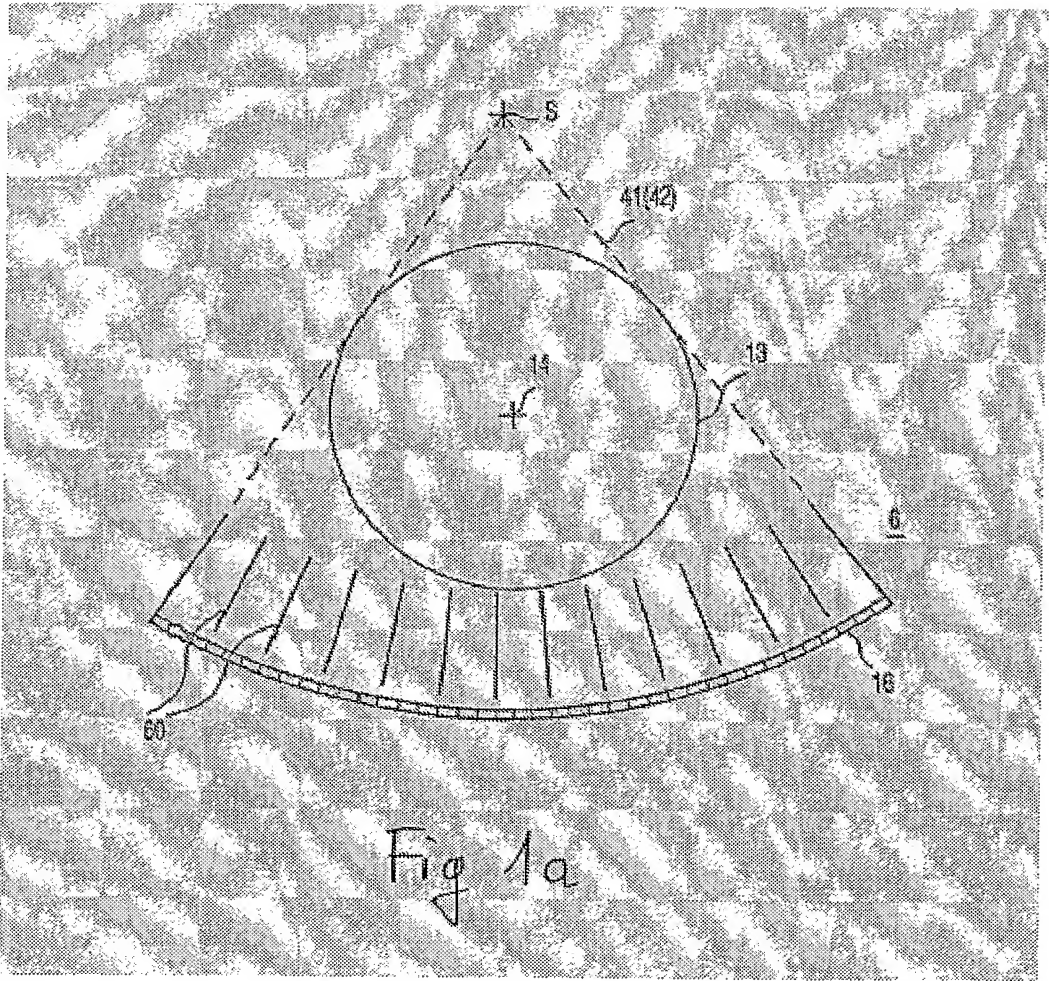
ZUSAMMENFASSUNG

Computertomograph und Strahlendetektor zur Detektion von in einem Objekt elastisch gestreuten Strahlen.

- Die Erfindung bezieht sich auf ein Computertomograph und einen Strahlendetektor zur
- 5 Detektion von elastisch gestreuten Strahlen. Der Computertomograph enthält eine Strahlenquelle zur Durchstrahlung eines Objektes, das sich in einem Untersuchungsbereich befindet, mit Primärstrahlung. In dem Objekt wird die Primärstrahlung durch Wechselwirkungen mit dem Objekt teilweise gestreut. Ein Detektor enthält Detektorelemente, mit denen die Streustrahlen detektiert werden.
- 10 Diese Detektorelemente liegen außerhalb des von Primärstrahlung durchstrahlten Bereichs und ihre effektive Abmessungen verringern sich in Richtung kleiner werdender Streuwinkel.

Fig. 2





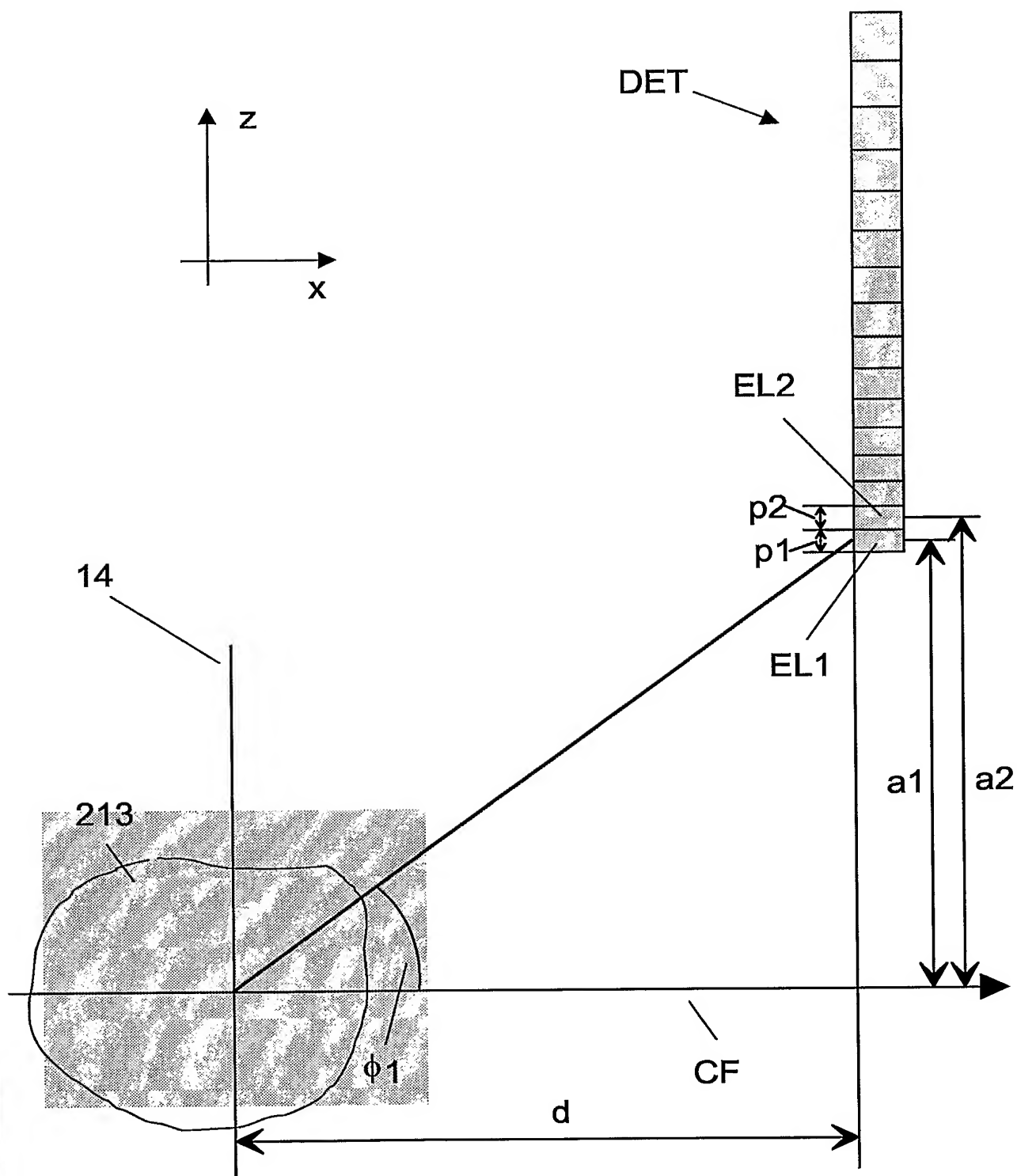
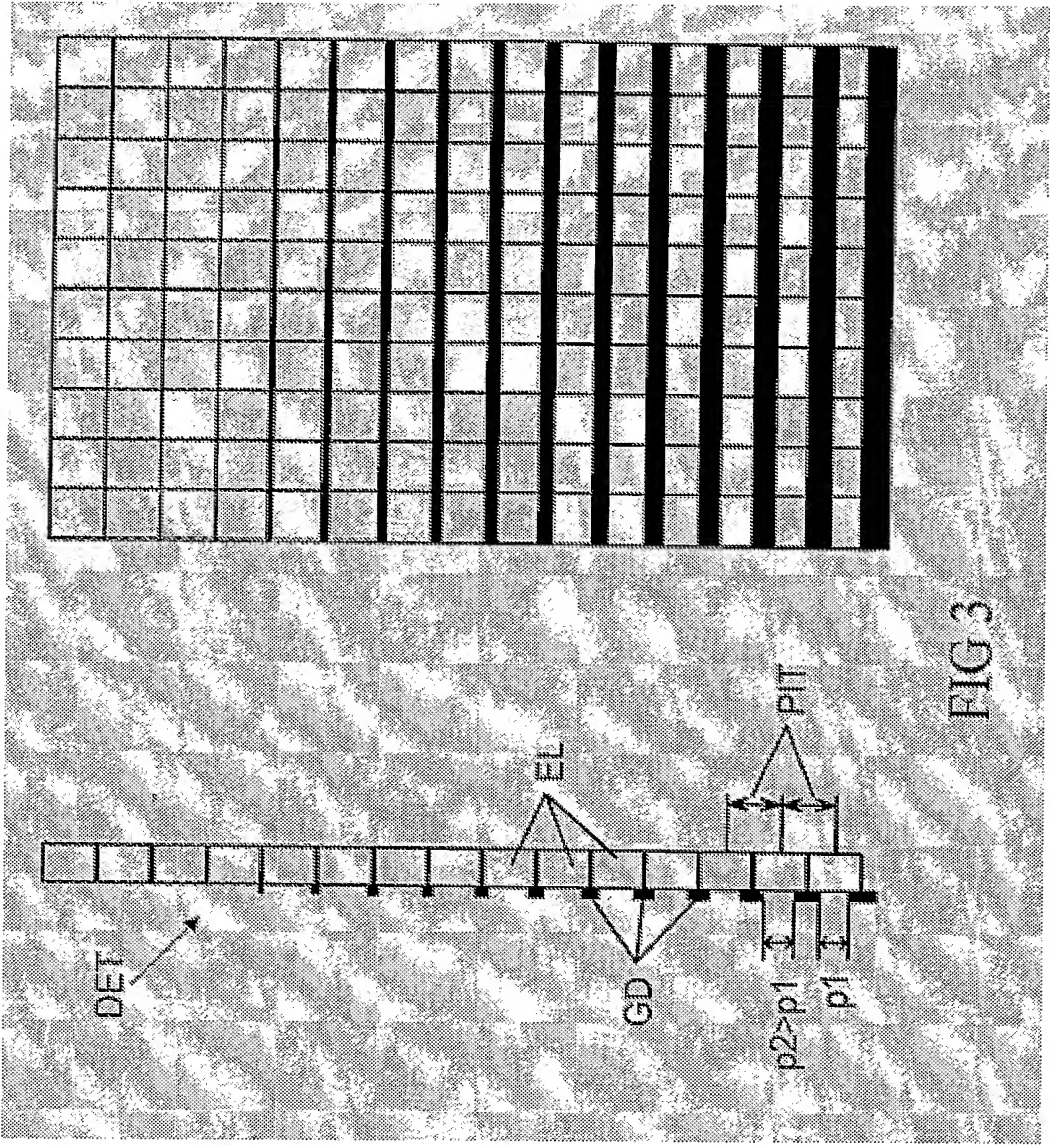


FIG 2



n	a_n (mm)	p_n (mm)	g_n (mm)	φ_n
1	20.00	1.00		1.91
2	21.03	1.05	1.03	2.01
3	22.10	1.11	1.08	2.11
4	23.24	1.16	1.13	2.22
5	24.43	1.22	1.19	2.33
6	25.68	1.28	1.25	2.45
7	27.00	1.35	1.32	2.58
8	28.38	1.42	1.38	2.71
9	29.84	1.49	1.46	2.85
10	31.37	1.57	1.53	2.99
11	32.98	1.65	1.61	3.15
12	34.67	1.73	1.69	3.31
13	36.45	1.82	1.78	3.48
14	38.32	1.92	1.87	3.65
15	40.28	2.01	1.96	3.84
16	42.35	2.12	2.07	4.04

FIG 4

n	a_n (mm)	p_n (mm)	PIT (mm)	φ_n	p_n/a_n
1	30.00	1.20	2.50	1.72	4.00%
2	32.50	1.30	2.50	1.86	4.00%
3	35.00	1.40	2.50	2.00	4.00%
4	37.50	1.50	2.50	2.15	4.00%
5	40.00	1.60	2.50	2.29	4.00%
6	42.50	1.70	2.50	2.43	4.00%
7	45.00	1.80	2.50	2.58	4.00%
8	47.50	1.90	2.50	2.72	4.00%
9	50.00	2.00	2.50	2.86	4.00%
10	52.50	2.10	2.50	3.01	4.00%
11	55.00	2.20	2.50	3.15	4.00%
12	57.50	2.30	2.50	3.29	4.00%
13	60.00	2.40	2.50	3.43	4.00%
14	62.50	2.50	2.50	3.58	4.00%
15	65.00	2.50	2.50	3.72	3.85%
16	67.50	2.50	2.50	3.86	3.70%

FIG 5

n	a_n (mm)	p_n (mm)	g_n (mm)	φ_n
1	25.00	1.00		1.43
2	26.22	1.05	1.22	1.50
3	27.50	1.10	1.27	1.58
4	28.83	1.15	1.33	1.65
5	30.21	1.21	1.38	1.73
6	31.64	1.27	1.44	1.81
7	33.14	1.33	1.50	1.90
8	34.70	1.39	1.56	1.99
9	36.32	1.45	1.62	2.08
10	38.00	1.52	1.69	2.18
11	39.76	1.59	1.76	2.28
12	41.58	1.66	1.83	2.38
13	43.49	1.74	1.90	2.49
14	45.46	1.82	1.98	2.60
15	47.52	1.90	2.06	2.72
16	49.67	1.99	2.14	2.84

FIG 6

PCT/IB2005/050017

